

19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 44 33 545 A 1

21 Aktenzeichen: P 44 33 545.8
22 Anmeldetag: 20. 9. 94
43 Offenlegungstag: 28. 3. 96

51 Int. Cl.⁸:
G 03 B 42/02
G 02 B 6/04
H 04 N 5/32
H 05 G 1/64
A 61 B 6/00
// A61B 6/14

DE 44 33 545 A 1

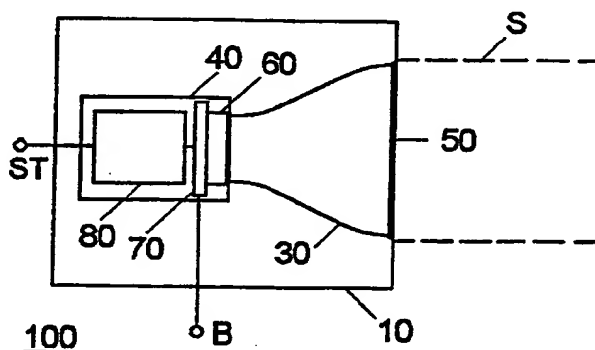
71 Anmelder:
Lücken, Hans-Jörg von, 81375 München, DE

72 Erfinder:
gleich Anmelder

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Vorrichtung zur Umsetzung von zeitlich veränderbaren streifenförmigen Röntgenstrahlen-Bildinformationen in ruhende Gesamtbilder

57 Vorrichtung 100 und Verfahren zur Umsetzung von zeitlich veränderbaren streifenförmigen Röntgenstrahlen-Bildinformationen in ruhende Gesamtbilder zur Anwendung in Röntgengeräten. Wobei die Vorrichtung eine Lumineszenzeinrichtung, eine Abbildungseinrichtung 30 mit einer Glasfaseroptik und eine Bildspeichereinrichtung 40 mit einer im Zeitverzögerungs-Integrations-Modus (TDI-Mode) betreibbaren Sensoreinrichtung mit einem mehrzeilig aufgebauten CCD 60 umfaßt. Das Verfahren umfaßt das Durchstrahlen eines Körperbereichs mit einem bewegten Röntgenstrahl S, das Erzeugen eines streifenförmigen Strahlenbilds durch Anregung von Lumineszenz, das Abbilden des durch Lumineszenz erzeugten streifenförmigen Strahlenbilds auf die Bildspeichereinrichtung, das Vorsehen einer im TDI-Mode betreibbaren Sensoreinrichtung mit einem mehrzeilig aufgebauten CCD (60), das Generieren von Ladungsträgern in dem CCD in zeilenförmiger Anordnung, das Verschieben der zeilenförmigen Anordnung von Ladungsträgern in dem CCD (60), das Herausschieben der Ladungsträger aus dem CCD 60, das Erzeugen von Signalen, die der herausgeschobenen zeilenförmigen Anordnung der Ladungsträger entsprechen und Verarbeiten der erzeugten Signale, um ein ruhendes Gesamtbild zu erzeugen.



DE 44 33 545 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Umsetzung von zeitlich veränderbaren streifenförmigen Röntgenstrahlen-Bildinformationen in ruhende Gesamtbilder zur Anwendung in Röntgengeräten, mit einer Bildspeichereinrichtung zur Aufnahme von Strahlenbildinformation, einer Lumineszenzeinrichtung, die durch einen einfallenden streifenförmigen Röntgenstrahl zur Lumineszenz anregbar ist; und einer Abbildungseinrichtung, die das in der Lumineszenzeinrichtung erzeugte Strahlenbild des einfallenden Röntgenstrahls, der die Strahlenbildinformation umfaßt, auf die Bildspeichereinrichtung abbildet.

Weiterhin betrifft die Erfindung ein Verfahren zur Umsetzung von zeitlich veränderbaren streifenförmigen Röntgenstrahlen-Bildinformationen in ruhende Gesamtbilder zur Anwendung in Röntgengeräten. Das Verfahren umfaßt das Durchstrahlen eines Körperbereichs mit einem Röntgenstrahl, wobei der Röntgenstrahl über den zu untersuchenden Körperbereich geführt wird; das Erzeugen eines streifenförmigen Strahlenbilds des durchgestrahlten streifenförmigen Röntgenstrahls durch Anregung von Lumineszenz, wobei das Strahlenbild die Strahlenbildinformation des Röntgenstrahls umfaßt, und das Abbilden des durch Lumineszenz erzeugten streifenförmigen Strahlenbilds auf eine Bildspeichereinrichtung.

Vorrichtungen und Verfahren der vorgenannten Art sind allgemeiner Stand der Technik. Sie finden insbesondere überall dort Verwendung, wo ein Körper mittels einer streifenförmigen Röntgenstrahlung emittierenden Strahlungsquelle zum Zwecke der Erzeugung eines Bildes streifenweise durchstrahlt wird, zum Beispiel bei Panorama-Röntgengeräten, die beim Zahnarzt oder Kieferorthopäden zum Einsatz kommen. Hierbei wird die Strahlungsquelle bezüglich des Körpers ständig derart bewegt, daß nach Beendigung der Röntgenaufnahme der gesamte interessierende, im Bild zu erfassende Bereich des Körpers durchstrahlt wurde.

Bei einer solchen Vorrichtung und einem solchen Verfahren werden im allgemeinen als Bildspeichermitteln Röntgenfilme verwendet. Hierbei ist es notwendig, die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht umzuwandeln, das dann vom eingelegten Film aufgenommen werden kann. Bei den verwendeten marktüblichen Leuchtstoffen ist nur eine sehr lichtschwache Wiedergabe der Strahlenbildinformation im Leuchtstoff zu erreichen. Dies führt zu kontrastarmen und lichtschwachen Bildern.

Die Anschaffung von Röntgenfilmen, die für jede Aufnahme neu eingelegt werden müssen, ist auf die Dauer sehr kostspielig. Weiterhin sind Entwicklungsgeräte notwendig, um die Röntgenfilme zu entwickeln. Dabei werden umweltschädigende und giftige Entwicklungssubstanzen verwendet, die außerdem ständig nachgekauft werden müssen. Des weiteren ist der Zeitaufwand bei der Erstellung von herkömmlichen Röntgenaufnahmen erheblich, was sowohl durch das Einlegen und Entnehmen, als auch durch das Entwickeln und Fixieren des Films bestimmt wird. Die erzeugten Röntgenbilder sind im wesentlichen nur in der Durchsicht auszuwerten, was die Anschaffung einer Lichtwand notwendig macht.

Besonders nachteilig für den Patienten ist die meist sehr hohe Röntgenstrahlen-Dosis, die benötigt wird, um eine kontrastreiche und scharfe Aufnahme zu erhalten. Die gesundheitliche Gefährdung durch Röntgenstrahlung hoher Dosis, besonders bei wiederholter Bestrahlung, steht nach heutigem Wissensstand außer Frage.

Der Erfindung liegt nun die Aufgabe zugrunde, sowohl die eingangs genannte Vorrichtung als auch das aufgezeigte Verfahren so weiterzubilden, daß die benötigte Röntgenstrahlungsdosis möglichst gering gehalten werden kann, der schlechte Wirkungsgrad der Umsetzung von Röntgenstrahlung in sichtbares Licht ausgeglichen wird, eine verbesserte Aussagekraft der Röntgenbilder durch elektronische Bildverarbeitbarkeit ermöglicht wird und die laufenden Betriebskosten bei hoher Umweltverträglichkeit minimiert werden.

Zur Lösung der Aufgabe ist einerseits erfindungsgemäß vorgesehen, daß die Vorrichtung dadurch gekennzeichnet ist, daß die Abbildungseinrichtung eine Glasfaseroptik umfaßt, die das in der Lumineszenzeinrichtung erzeugte Strahlenbild auf die Bildspeichereinrichtung abbildet und die Bildspeichereinrichtung eine im Zeitverzögerungs-Integrations-Modus (TDI mode) betreibbare Sensoreinrichtung mit einer mehrzeilig aufgebauten lichtempfindlichen ladungsgekoppelten analogen Schieberegistereinrichtung (CCD) umfaßt, auf der generierte Ladungsträger, die die Bildsignalinformation des in der Lumineszenzeinrichtung erzeugten Strahlenbilds für jeweils einzelne Zeitpunkte darstellen, mit einer Frequenz entsprechend der zeitlichen Veränderung des Strahlenbildinhalts am CCD zeilenweise weitergeschoben werden und wobei der CCD mit einer Auswerteeinrichtung verbunden ist, die Signale zur Bildverarbeitung in einer elektronischen Datenverarbeitungsvorrichtung liefert.

Andererseits ist zur Lösung der Aufgabe erfindungsgemäß vorgesehen, daß das Verfahren sowohl das Vorsehen einer im Zeitverzögerungs-Integrations-Modus (TDI mode) betreibbaren Sensoreinrichtung mit einer mehrzeilig aufgebauten lichtempfindlichen ladungsgekoppelten analogen Schieberegistereinrichtung (CCD) umfaßt, als auch das Generieren von Ladungsträgern in einem CCD in zeilenförmiger Anordnung, wobei die zeilenförmige Ladungsträgeranordnung die Bildsignalinformation des durch Lumineszenz erzeugten streifenförmigen Strahlenbilds für einen Zeitpunkt darstellt, das Verschieben der zeilenförmigen Anordnung von Ladungsträgern in dem CCD im Zeitverzögerungs-Integrations-Modus (TDI mode) mit einer Frequenz entsprechend der zeitlichen Veränderung des Strahlenbildinhalts, das Herausschieben der zeilenförmigen Anordnung von Ladungsträgern aus dem CCD, das Erzeugen von Signalen, die der herausgeschobenen zeilenförmigen Anordnung der Ladungsträger entsprechen und das Verarbeiten der erzeugten Signale, um ein ruhendes Gesamtbild zu erzeugen.

Bekannte lichtempfindliche elektronische Bauelemente erzeugen im allgemeinen ein elektrisches Signal, das proportional der eingefallenen und absorbierten Lichtenergie ist. Bei einer gegebenen flächenbezogenen Einstrahlungslichtleistung in der Wandlungsebene des lichtempfindlichen elektronischen Bauelements bestimmen daher vor allem die Größe der wandelnden Fläche und die Dauer der Lichteinwirkung die Menge der eingefallenen Lichtenergie.

Breite und Höhe, sowie Verschiebungsgeschwindigkeit des Röntgenstrahlenganges in der Ebene des verwendeten Leuchtstoffes wie auch der Abbildungsmaßstab der auf die elektrische Wandlungsebene abbildenden Optik, sind gegebene Größen. Daher bestimmt die gewünschte Auflösung des elektronisch zu erzeugenden Bildes die Größe der bildpunktzugeordneten lichtwan-

delnden Fläche eines zeilenförmig organisierten elektronischen Bauelements im bekannten Zeilensensorbetrieb. Darüberhinaus muß die Auswertung des vom lichtempfindlichen Element erzeugten elektrischen Signals mit einer Frequenz erfolgen, die sich aus der relativen Verschiebungsgeschwindigkeit zwischen Röntgenstrahl und Körper, sowie aus den Parametern Abbildungsmaßstab und Breite des lichtempfindlichen Elements leicht errechnen läßt. Bei zu seltenem Auswerten würde der nächste zu erfassende Körperbereich zur Helligkeit des Bildpunktes des vorhergegangenen beitragen, da sich die örtliche Abbildung einer Körperstelle ständig verschiebt. Durch die Auswertungsfrequenz ist die Dauer der Lichteinwirkung, die zur Erzeugung eines Bildpunktes genutzt werden kann, eindeutig festgelegt, obwohl die dem Bildpunkt zugeordnete Körperstelle, abhängig von der Breite und Verschiebungsgeschwindigkeit des Röntgenstrahlenganges, durchaus wesentlich länger durchstrahlt wird. Damit die Nutzung des gesamten Strahlenbildes möglich wird, ist eine besondere Betriebsart des zeilenförmig organisierten elektronischen Bauelementes nötig.

Deshalb wird erfindungsgemäß eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Umsetzung von zeitlich veränderbaren streifenförmigen Röntgenstrahlen-Bildinformationen in ruhende Gesamtbilder zur Anwendung in Röntgengeräten vorgeschlagen, das CCDs (lichtempfindliche ladungsgekoppelte analoge Schieberegister-Einrichtungen) verwendet, die es zulassen, die in den lichtempfindlichen Elementen erzeugten Ladungsträger in benachbarte lichtempfindliche Elemente zu transferieren, so daß dort durch Lichteinwirkung erzeugte Ladungsträger die Gesamtzahl der im Element gespeicherten Ladungsträger noch erhöhen. Solche CCDs können Teil von im Zeitverzögerungs-Integrations-Modus (TDI-Mode) betreibbaren Sensoreinrichtungen sein, die insbesondere die zeilenweise Transferierung von Ladungsträgern ermöglichen. D.h. eine Reihe von nebeneinanderliegenden lichtempfindlichen Elementen übergibt ihre Ladungen der nächstangrenzenden Reihe, während diese ihre Ladungsträger ihrerseits in gleicher Richtung weitergibt. Die letzte der Reihen übergibt ihre Ladungsträger jeweils in eine Auslesestruktur, die dann die Auswertung der Helligkeitsinformation zuläßt.

Im Rahmen der Erfindung wird eine solche TDI-Betriebsweise genutzt, indem das zeilenweise Verschieben der Ladungsträger mit der Verschiebungsgeschwindigkeit der Abbildung des Körpers auf dem CCD synchronisiert wird. Wird dabei sichergestellt, daß die Gesamtbreite der parallel nebeneinanderliegenden Reihen von lichtempfindlichen Elementen mindestens so groß ist, wie die Breite der Abbildung des zu einem Zeitpunkt gleichzeitig durchstrahlten Körperbereichs, so ergibt sich gegenüber der Nutzung nur einer Breite eines lichtempfindlichen Elementes eine um die Anzahl der Zeilen, d. h., der Reihen von lichtempfindlichen Elementen, die im belichteten Bereich liegen, vervielfachte Signalausbeute.

Aufgrund der CCD-typischen Tatsache, daß Ladungsträger als Funktion von Temperatur und Zeit auch in völlig abgedunkelten lichtempfindlichen Elementen generiert werden, sollte die Anzahl der tatsächlich belichteten Zeilen nicht zu klein gegenüber der Zahl der im CCD insgesamt vorhandenen Zeilen sein, da sich ansonsten Signal-Rauschabstand und effektiv erfaßbarer Helligkeitsbereich verkleinern.

Um die Dunkelsignalgenerierung möglichst gering und den Signal-Rausch-Abstand trotz der lichtschwa-

chen Strahlenbildwiedergabe, wie sie in den erstgenannten Vorrichtungen, insbesondere auch durch die beachtete Reduzierung der Röntgenstrahlungsbelastung, auftreten, möglichst hoch zu erhalten, kann im Rahmen der Erfindung die Inverted-Mode Betriebsweise auch für den TDI-Sensor eingesetzt werden.

Ein ähnlicher Effekt kann durch ausreichende Kühlung des CCDs erreicht werden.

Zur Umwandlung der Röntgenstrahlung in sichtbares Licht, das zur Generierung der Ladungsträger im CCD benötigt wird, kann die verwendete Glasfaseroptik selbst den Leuchtstoff enthalten. Möglich ist auch, zusätzlich eine Leuchtstoffolie auf der dem Röntgenstrahl zugewandten Seite der Glasfaseroptik (Gegenstandsseite) anzubringen oder Leuchtstoff direkt auf dieser Seite der Glasfaseroptik fest aufzubringen.

Zur weiteren Steigerung des Signal-Rausch-Abstandes wird statt eines linsenoptischen Systems eine Glasfaseroptik zur Abbildung des im Leuchtstoff entstehenden Strahlenbildes auf den CCD eingesetzt. Diese dient auch zur Abschirmung der Röntgenstrahlung. Bei einem genügend groß ausgebildeten CCD ist eine nicht verkleinerte Abbildung ausreichend.

Wird die Glasfaseroptik derart hergestellt, daß sie nur in einer Dimension eine optische Verkleinerung hervorruft, während die andere Dimension optisch unverändert abbildet, kann aufgrund der in dieser Dimension gleichbleibenden Apertur der Faseroptik ein noch geringerer Lichtenergieverlust erreicht werden, als bei einer Glasfaseroptik, die in zwei Dimensionen verkleinert.

Es hat sich als besonders günstig erwiesen, daß die Glasfaseroptik als eine querschnittreduzierende Glasfaseroptik ausgebildet ist. Dabei kann die Glasfaseroptik in der bekannten Faserquerschnitts-Verjüngungstechnik als hergestellt sein. Es ist jedoch auch möglich, daß die Glasfaseroptik durch Zwischenlegen von kurzen Blindfasern auf der Gegenstandsseite der Glasfaseroptik verkleinert wird.

Das CCD kann an der beschriebenen Glasfaseroptik direkt angebracht sein, z. B. durch Verkleben. Als andere Möglichkeit läßt sich eine gute optische Kopplung auch durch eine zusätzliche Ankoppeloptik auf dem CCD erreichen.

Aufgrund der vorliegenden Erfindung ist es möglich, daß die benötigte Röntgenstrahlungsdosis möglichst gering gehalten werden kann. Außerdem kann der schlechte Wirkungsgrad der Umsetzung von Röntgenstrahlung in sichtbares Licht sehr effektiv ausgeglichen werden. Eine verbesserte Aussagekraft der Röntgenbilder kann mittels der vorliegenden Erfindung durch elektronische Bildverarbeitbarkeit ermöglicht werden. Zum Beispiel lassen sich Zoom- und Kontrastverstärkungseffekte mittels geeigneter Computersoftware erreichen. Die preislichen Vorteile hinsichtlich der laufenden Betriebskosten kommen bei der vorliegenden Erfindung voll zum Tragen und umweltunverträgliche Begleitstoffe fallen nicht an.

Im folgenden wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung im Zusammenhang mit einer Vorrichtung und einem Verfahren zur Umsetzung von zeitlich veränderbaren streifenförmigen Röntgenstrahlen-Bildinformationen in ruhende Gesamtbilder zur Anwendung in Röntgengeräten näher beschrieben.

In Fig. 1 wird die Anordnung eines Panorama-Röntgengeräts schematisch dargestellt, wie es bei einem Zahnarzt oder Kiefernorthopäden zur Anwendung kommt.

Fig. 2 stellt eine schematische Seitenansicht eines

Aufnahmekopfs eines Panorama-Röntgengerätes dar, der die bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung umfaßt.

Fig. 3 zeigt schematisch die vom Röntgenstrahl getroffene Frontseite des in Fig. 2 gezeigten Aufnahmekopfs in teilweise transparenter Darstellung.

In Fig. 1 ist ein häufig in zahnärztlichen wie auch kieferorthopädischen Praxen eingesetztes sogenanntes Panorama-Röntgengerät gezeigt, das eine Röntgenaufnahme des ganzen Gebisses und der Kieferknochen erzeugt, indem eine Röntgenquelle 200 auf einer Halbkreisbahn den Kopf des Patienten P umfährt, während gleichzeitig ein in einer Kassette liegender Film durch den aus dem Kopf des Patienten austretenden Röntgenstrahl gezogen bzw. geschwenkt wird.

Bei Anwendung der bevorzugten Ausführungsform der Erfindung werden Film, Kassette und Kassettenhalterung entfernt und statt dessen der Kamerakopf 100 zur elektronischen Bildaufnahme montiert.

Wie Fig. 3 zeigt, weist der Kamerakopf 100 an der Seite, die vom Röntgenstrahl getroffen wird, eine von einer dünnen, schwarzen Kunststoffolie verdunkelte, 86 mm hohe und ca. 6 mm breite Öffnung 20 auf. Hinter dieser Öffnung befindet sich eine Röntgenluminiszenzfolie 50, die ihrerseits auf der Gegenstandsseite der Glasfaseroptik 30 zu liegen kommt.

Die verwendete Glasfaseroptik 30 besteht aus einem Bündel von parallel miteinander verklebten Glasfasern, das unter zonenweiser Erwärmung derart in die Länge gezogen wurde, daß sich der Durchmesser der einen Seite auf 28 mm verringert hat, während der der anderen Seite mit 80 mm unverändert geblieben ist. Entsprechend haben sich dabei die Durchmesser der einzelnen Glasfasern verändert. Diese Glasfaseroptik (Taper) 30 wird durch eine mittig kreisrund ausgesparte, über den dünnen Querschnitt der Glasfaseroptik 30 geführte nicht gezeigte Metallplatte gehalten, die ihrerseits mit drei Schrauben an der röntgenseitigen Front des Kameragehäuses 10 befestigt sind und so die Glasfaseroptik 30 und die Luminiszenzfolie 50 gegen die Gehäusefront 10 drücken.

An der 28 mm durchmessenden Bildseite der Glasfaseroptik 30 liegt das ebenfalls nicht gezeigte Glasfaserkopplungsfenster (Fiberoptic Window) des CCD 60 an. Der CCD 60 wird von der ihn tragenden Leiterplatte 70 gegen die Glasfaseroptik 30 gedrückt, indem die Leiterplatte 70 mittels vierer Stehbolzen an der die Glasfaseroptik 30 haltenden Metallplatte befestigt ist.

Diese "Sensorplatine" genannte Leiterplatte 70 dient im wesentlichen der Taktung des CCDs und zur ersten Signalverstärkung. Sie ist durch Bandkabel mit der Leitungsempfänger- und Treiberplatine 80 verbunden, die wiederum alle über sie geführten Signale und Takte an einen 25-poligen Stecker (ST), der in eine Seitenplatte des Gehäuses 10 eingelassen ist, verbindet. Die Leitungsempfänger- und Treiberplatine 80 ist ebenfalls im Kameragehäuse untergebracht.

Die eigentliche Steuerung des CCDs 60 und die Signalverarbeitung bis hin zur Digitalisierung und Bereitstellung der Bilddaten zur Abspeicherung in einem ISA-Bus-PC erfolgt in einem nicht gezeigten Basisgerät das in einer Entfernung von einigen Metern vom Kamerakopf entfernt aufgestellt wird und über ein 25-poliges, geschirmtes Kabel sowie ein Koaxialkabel mit der Kamera verbunden ist. Das Koaxialkabel dient dabei der Übertragung der eigentlichen Bildpunktsignale zum Basisgerät hin. Das Koaxialkabel ist über eine Steckverbindung im Kameragehäuse 10 direkt mit dem Bild-

punktsignalausgang B auf der Sensorplatine 70 verbunden.

Das beschriebene Basisgerät übergibt über eine RS422-Schnittstelle die Grauwerte der einzelnen Bildpunkte in digitaler Formachtbit-, also byteweise, nacheinander an eine nicht gezeigte Dateneinzugskarte, die in einem ISA-Bus Rechner untergebracht ist. Der Bediener kann sich dann nach Abschluß des Röntgenbild-Aufnahmeprozesses mit handelsüblicher Computersoftware das aufgenommene Bild mittels eines Datenverarbeitungsgeräts (Computer) auf einem Bildschirm darstellen lassen, auf Massenspeichern abspeichern oder ausdrucken lassen. Dabei sind ihm alle Möglichkeiten der Bildbearbeitung vom Ausschnittvergrößern (Zooming) über Kontrastveränderungen bis hin z. B. zur Hervorhebung einzelner Bildmerkmale erschlossen.

Der Start der Bildaufnahme erfolgt mittels eines Schalters gleichzeitig mit der Auslösung des Röntgenvorganges. Aus der Kenntnis der Gesamtdauer des Röntgenvorganges (in diesem Beispiel 15 Sekunden) sowie der Bewegungscharakteristik der Röntgenquelle 200, die mechanisch starr mit der Kamera 100 verbunden ist, der: Länge des belichteten Filmbereichs der nach Stand der Technik erzeugten Röntgenaufnahmen, und den geometrischen Verhältnissen der Anordnung lassen sich alle Parameter berechnen, die für die richtige Wahl der Zeilenschiebefrequenz benötigt werden.

Es ergibt sich in der bevorzugten Ausführungsform, daß bei gleichbleibender Bewegungsgeschwindigkeit der Röntgenquelle im Aufbau nach Stand der Technik ein Bereich des Röntgenfilms von 270 mm Länge belichtet wird.

Die Kamera 100 wird nun sorponti, daß sich der röntgenbestrahlte streifenförmige Bereich der Röntgenluminiszenzfolie 50 genau in der Ebene befindet, in der beim Aufbau nach Stand der Technik der entsprechende Bereich des zu belichtenden Films zu liegen kommt. Damit verschiebt sich der auf die Röntgenluminiszenzfolie 50 projizierte Bildinhalt im Röntgenprozeß mit einer Geschwindigkeit von 270 mm: 15 s = 18 mm/s. Durch das Abbildungsverhältnis der Optik 30 von 80 : 28 ergibt sich an der Übergangsfläche zum Fiberoptic Window des CCDs 60 eine Bildinhaltverschiebungsgeschwindigkeit von (18 mm/s) x 28 : 80 = 6,3 mm/s. Das Fiberoptic Window bildet 1 : 1 ab; die Breite einer lichtempfindlichen Zeile des CCDs 60 beträgt 20 µm, so daß für eine maximale Auflösung 6,3 mm: 0,020 mm = 315 Zeilenschiebevorgänge pro Sekunde erfolgen müssen.

Der eingesetzte CCD 60, der zur Minimierung des Dunkelsignalrauschens im invertierten Modus (Inverted-Mode) betrieben wird und dafür in der Multi-Pinned-Ausführung gewählt wurde, wird in der TDI-(Time Delay Integration)-Betriebsweise über seine Schiebepunktsignale so angesteuert, daß genau 315 Zeilenschiebevorgänge pro Sekunde in Richtung der Abbildungsbewegung erfolgen.

Der eingesetzte MPP-CCD (Multi-Pinned Phase Charge Coupled Device) weist spezielle Dotierungen in seiner Halbleiterstruktur auf, die es ermöglichen die CCD-Oberflächenstruktur elektrisch negativ gegenüber dem Substrat vorzuspannen (Inverted-Mode). Da nahezu das ganze Dunkelsignal eines CCDs in der Oberflächenstruktur entsteht, weil diese eine Gitterfehlstellenzone darstellt, wird dieses durch den Inverted Mode stark reduziert, indem die negative Vorspannung die Ladungen von der Oberfläche verdrängt. Gleichermäßen wird auch das Dunkelsignalrauschen reduziert, das

sich, im Gegensatz zum Dunkelsignal selbst, einer nachträglichen Korrektur entzieht.

Der verwendete TDI-CCD-Sensor wird anstelle eines Zeilensensors eingesetzt, ist jedoch ein Flächensensor. Der Flächensensor wird als Voraussetzung für eine sinnvolle TDI-Betriebsweise derart ausgerichtet, daß die Bewegung der Abbildung auf dem CCD 60 exakt senkrecht zur Zeilenstruktur und in Richtung der Zeilenverschiebung erfolgt. Werden nun die integrierten Ladungen mit der gleichen Geschwindigkeit weitergeschoben, mit der sich die Abbildung bewegt, werden immer mehr Ladungen an der gleichen Bildstelle integriert.

Beim eigentlichen Auslesevorgang werden dann die einem Bildpunkt zugeordneten Ladungsträgeransammlungen mittels einer Auslesekapazität in eine Spannung umgewandelt, die dann einer bestimmten Helligkeitsinformation entspricht.

Patentansprüche

1. Vorrichtung (100) zur Umsetzung von zeitlich veränderbaren streifenförmigen Röntgenstrahlen-Bildinformationen in ruhende Gesamtbilder zur Anwendung in Röntgengeräten, wobei die Vorrichtung folgendes umfaßt:
eine Bildspeichereinrichtung (40) zur Aufnahme von Strahlenbildinformation;
eine Lumineszenzeinrichtung, die durch einen einfallenden streifenförmigen Röntgenstrahl (S) zur Lumineszenz anregbar ist; und
eine Abbildungseinrichtung (30), die das in der Lumineszenzeinrichtung erzeugte Strahlenbild des einfallenden Röntgenstrahls (S), der die Strahlenbildinformation umfaßt, auf die Bildspeichereinrichtung (40) abbildet;
dadurch gekennzeichnet, daß
die Abbildungseinrichtung (30) eine Glasfaseroptik umfaßt, die das in der Lumineszenzeinrichtung erzeugte Strahlenbild auf die Bildspeichereinrichtung (40) abbildet; und
die Bildspeichereinrichtung (40) eine im Zeitverzögerungs-Integrations-Modus (TDI mode) betreibbare Sensoreinrichtung mit einer mehrzeilig aufgebauten lichtempfindlichen ladungsgekoppelten analogen Schieberegistereinrichtung (CCD) (60) umfaßt, auf der generierte Ladungsträger, die die Bildsignalinformation des in der Lumineszenzeinrichtung erzeugten Strahlenbilds für jeweils einzelne Zeitpunkte darstellen, mit einer Frequenz entsprechend der zeitlichen Veränderung des Strahlenbildinhalts am CCD (60) zeilenweise weitergeschoben werden und wobei der CCD (60) mit einer Auswerteeinrichtung verbunden ist, die Signale zur Bildverarbeitung in einer elektronischen Datenverarbeitungsvorrichtung liefert.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die im Zeitverzögerungs-Integrations-Modus betreibbare Sensoreinrichtung im invertierten Modus (Inverted-Mode) betrieben wird.
3. Vorrichtung nach einem der vorangegangenen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der CCD (60) gekühlt wird.
4. Vorrichtung nach einem der vorangegangenen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Lumineszenzeinrichtung einen Leuchtstoff umfaßt, der in die Glasfaseroptik eingebracht ist.
5. Vorrichtung nach einem der vorangegangenen

Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Lumineszenzeinrichtung eine Leuchtstoffolie umfaßt, die auf der Gegenstandsseite der Glasfaseroptik angebracht ist.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Lumineszenzeinrichtung einen Leuchtstoff umfaßt, der unmittelbar auf der Gegenstandsseite der Glasfaseroptik fest aufgebracht ist.

7. Vorrichtung nach einem der vorangegangenen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Glasfaseroptik nicht verkleinert.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Glasfaseroptik nur in einer Dimension verkleinert.

9. Vorrichtung nach einem der vorangegangenen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Glasfaseroptik in zwei Dimensionen verkleinert.

10. Vorrichtung nach einem der vorangegangenen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Glasfaseroptik eine querschnittreduzierende Glasfaseroptik umfaßt.

11. Vorrichtung nach einem der vorangegangenen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Glasfaseroptik in der Faserquerschnitts-Verjüngungstechnik hergestellt ist.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Glasfaseroptik durch Zwischenlegen von kurzen Blindfasern auf der Gegenstandsseite der Glasfaseroptik verkleinert.

13. Vorrichtung nach einem der vorangegangenen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der CCD (60) unmittelbar an der Bildseite der Glasfaseroptik angebracht ist.

14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß der CCD (60) eine Ankoppeloptik aufweist.

15. Verfahren zur Umsetzung von zeitlich veränderbaren streifenförmigen Röntgenstrahlen-Bildinformationen in ruhende Gesamtbilder zur Anwendung in Röntgengeräten, wobei das Verfahren folgende Schritte umfaßt:

Durchstrahlen eines Körperbereichs mit einem Röntgenstrahl (S), wobei der Röntgenstrahl (S) über den zu untersuchenden Körperbereich geführt wird; und

Erzeugen eines streifenförmigen Strahlenbilds des durchgestrahlten streifenförmigen Röntgenstrahls (S) durch Anregung von Lumineszenz, wobei das Strahlenbild die Strahlenbildinformation des Röntgenstrahls (S) umfaßt, Abbilden des durch Lumineszenz erzeugten streifenförmigen Strahlenbilds auf eine Bildspeichereinrichtung (40);

gekennzeichnet durch

Vorsehen einer im Zeitverzögerungs-Integrations-Modus (TDI mode) betreibbaren Sensoreinrichtung mit einer mehrzeilig aufgebauten lichtempfindlichen ladungsgekoppelten analogen Schieberegistereinrichtung (CCD) (60);

Generieren von Ladungsträgern in dem CCD (60) in zeilenförmiger Anordnung, wobei die zeilenförmige Ladungsträgeranordnung die Bildsignalinformation des durch Lumineszenz erzeugten streifenförmigen Strahlenbilds für einen Zeitpunkt darstellt;

Verschieben der zeilenförmigen Anordnung von Ladungsträgern in dem CCD (60) im Zeitverzögerungs-

rungs-Integrations-Modus (TDI mode) mit einer Frequenz entsprechend der zeitlichen Veränderung des Strahlenbildinhalts;

Herausschieben der zeilenförmigen Anordnung von Ladungsträgern aus dem CCD (60);

Erzeugen von Signalen, die der herausgeschobenen zeilenförmigen Anordnung der Ladungsträger entsprechen; und

Verarbeiten der erzeugten Signale, um ein ruhendes Gesamtbild zu erzeugen.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

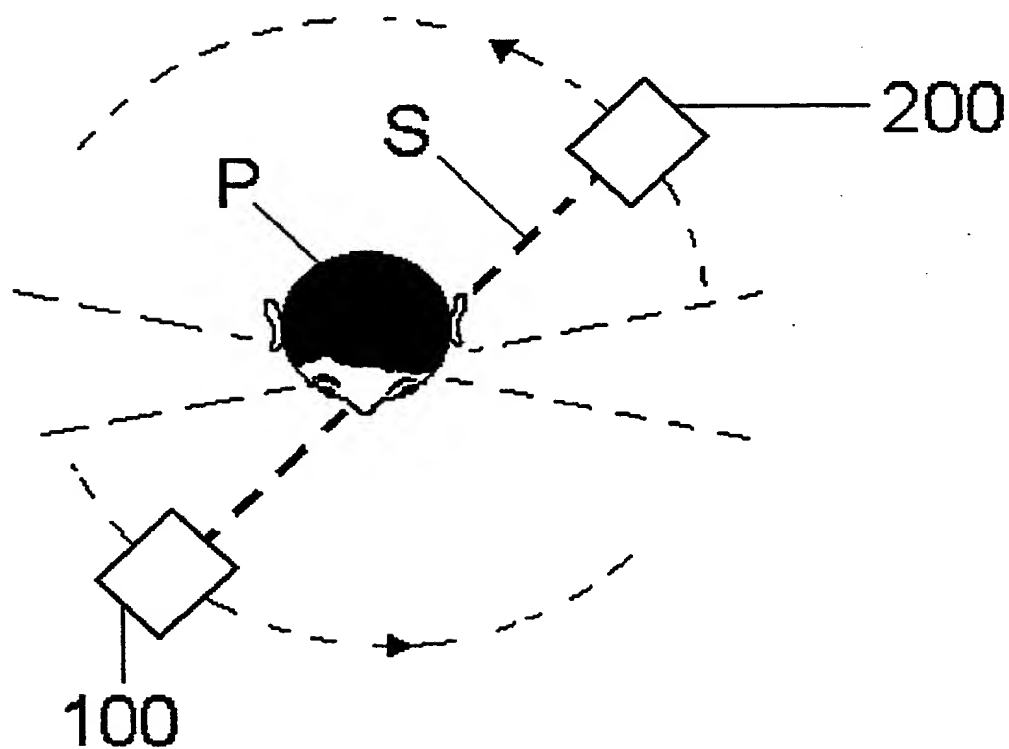


Fig. 1

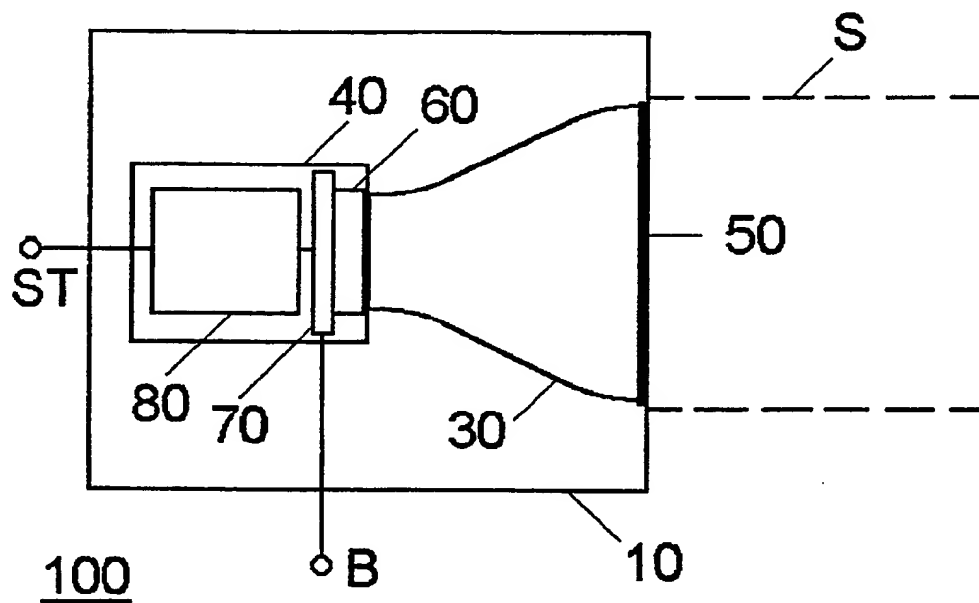


Fig. 2

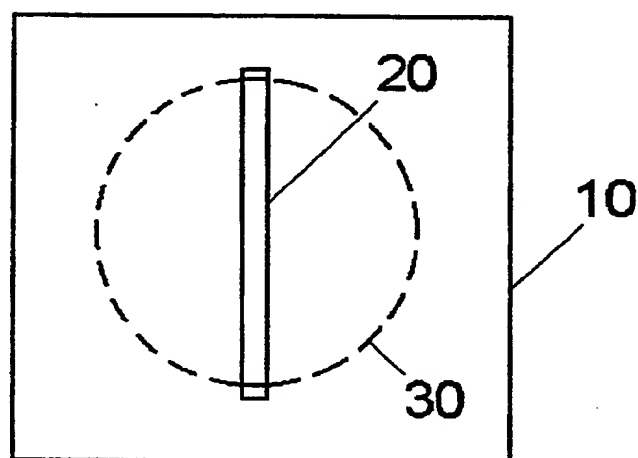


Fig. 3